



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

PCT/IB 03/05136

12.11.03

REC'D 20 NOV 2003

WIPO

PCT

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterla-
gen stimmen mit der
ursprünglich eingereichten
Fassung der auf dem näch-
sten Blatt bezeichneten
europäischen Patentanmel-
dung überein.

The attached documents
are exact copies of the
European patent application
described on the following
page, as originally filed.

Les documents fixés à
cette attestation sont
conformes à la version
initialement déposée de
la demande de brevet
européen spécifiée à la
page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

02079814.6

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

**Blatt 2 der Bescheinigung
Sheet 2 of the certificate
Page 2 de l'attestation**

Anmeldung Nr.:
Application no.:
Demande n°: 02079814.6

Anmeldetag:
Date of filing:
Date de dépôt: 20/11/02

Anmelder:
Applicant(s):
Demandeur(s):
Philips Intellectual Property & Standards GmbH
20099 Hamburg
GERMANY
Koninklijke Philips Electronics N.V.
5621 BA Eindhoven

NETHERLANDS
Bezeichnung der Erfindung:
Title of the invention:
Titre de l'invention:
Computerunterstützte Detektion von Lungenknoten

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s) revendiquée(s)

Staat:
State:
Pays:

Tag:
Date:
Date:

Aktenzeichen:
File no.
Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation:
International Patent classification:
Classification internationale des brevets:

/

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten:
Contracting states designated at date of filing: AT/BG/BE/CH/CY/CZ/DE/DK/EE/ES/FI/FR/GB/GR/IE/IT/LI/LU/MC/NL/
Etats contractants désignés lors du dépôt:

Bemerkungen:
Remarks:
Remarques:

Der Name des Anmelders 01 lautete zum Zeitpunkt der Einreichung der
Anmeldung: Philips Corporate Intellectual Property GmbH .
Die Eintragung der geänderten Daten ist mit Wirkung vom 13.03.03 erfolgt.

Computerunterstützte Detektion von Lungenknoten

EPO - DG 1

20. 11. 2002

(87)

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Erstellung einer Darstellung von Körperstrukturen aus einem Bilddatensatz. Die Erfindung dient insbesondere zur Hervorhebung von potentiellen Knotenstrukturen in einer Lunge.

Verfahren der vorgenannten Art sind für vielfältige Anwendungen in der
5 medizinischen Bildgebung bekannt. Bekannte Verfahren erstellen dabei aus einem Bilddatensatz eine zweidimensionale Darstellung der in dem Bilddatensatz enthaltenen Bildelemente. Dabei können regelmäßig Ausschnitt, Perspektive und Vergrößerungsfaktor von einem Betrachter gewählt werden. Weiterhin ist es bekannt, bei der Erstellung der Darstellung eine Filterung der Bildelemente vorzunehmen, bei der bestimmte für die
10 Diagnose irrelevante Bildelemente von der Darstellung ausgeschlossen werden.

Bei den bekannten Verfahren zur Erstellung einer Darstellung von Körperstrukturen tritt regelmäßig das Problem auf, dass der Betrachter der Darstellung eine Vielzahl von Bildinformationen erhält und das Auffinden bestimmter, insbesondere kleiner Bildstrukturen in der Darstellung schwierig ist. Kleine, umgrenzte Körperstrukturen
15 innerhalb des Bildes sind jedoch häufig diagnostisch hoch relevant, da sie Frühstadien pathologischer Entwicklungen darstellen. Ein Erkennen dieser pathologischen Strukturen im Frühstadium ist häufig Vorbedingung für den erfolgreichen Einsatz von Therapiemaßnahmen.

Bei bekannten Verfahren zur Markierung von solchen kleinen Strukturen in
20 Darstellungen von Körperstrukturen werden nacheinander mehrere Filterschritte angewendet, um die relevanten kleinen Strukturen herauszufiltern. Ein solches Verfahren kann beispielsweise dem Artikel „Object based deformation technique for 3-D CT Lung nodule detection“, Shyh Liang Lou et al., Proceedings of the SPIE vol. 3661, pt. 1-2. pp1544-1552, 1999 entnommen werden. Bei den bekannten Verfahren wird regelmäßig mittels
25 Vorfilterungsschritten eine isolierte Darstellung des zu betrachtenden Organs erreicht und hierauf folgend mittels geometrischer Kriterien innerhalb dieses Organs nach Strukturen einer bestimmten Art, insbesondere nach runden Strukturen, gesucht. Dabei werden komplexe geometrische Auswahl- und Ausschlusskriterien angewendet, die für einen Benutzer des Verfahrens nicht nachvollziehbar sind. Weiterhin wird mit den bekannten

Verfahren keine sichere Anzeige aller möglichen Knotenstrukturen erreicht. Das Vertrauen der Benutzer auf die automatischen Filterschritte zur Vorauswahl potentieller pathologischer Strukturen ist daher begrenzt und wird weiter eingeschränkt durch die nicht gegebene Durchschaubarkeit der Verfahren.

- 5 Der Erfindung lag daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Erstellung einer Darstellung von Körperstrukturen bereitzustellen, welches eine sicherere Markierung von potentiellen pathologischen Bildstrukturen als bekannte Verfahren ermöglicht.

10 Die Aufgabe wird durch ein Verfahren der eingangs genannten Art mit den folgenden Verfahrensschritten gelöst:

- a. Erstellung eines Binärdatensatzes, in dem die in dem Bilddatensatz vorhandenen Bildelemente in zu markierende Bildelemente und nicht zu markierende Bildelemente unterteilt werden, wobei
 - 15 a1. eine erste Filterung erfolgt, bei der für jedes Bildelement ein Abstandswert ermittelt wird, der dem kürzesten Abstand des Bildelements zu dem Rand der Bildstruktur entspricht, in der das Bildelement liegt, und die Bildelemente des Binärdatensatzes ausgewählt werden, deren Abstandswert unterhalb eines vorbestimmten Abstandsgrenzwerts liegen,
 - 20 a2. eine zweite Filterung erfolgt, bei der die zuvor ausgewählten Bildelemente in der Auswahl verbleiben, welche in beiden Richtungen zumindest einer Geraden, die durch das Bildelement läuft, von zwei Bildelementen direkt benachbart sind, die einen kleineren Abstandswert aufweisen,
 - 25 a3. eine dritte Filterung erfolgt, bei der alle zuvor ausgewählten Bildelemente in der Auswahl verbleiben, bei denen die sie umgebenden Bildelemente, welche in einem genau dem Abstandswert des Bildelements entsprechenden Abstand angeordnet sind, einen Abstandswert aufweisen, der um einen vorbestimmten Abstandsdifferenzwert kleiner ist als der Abstandswert des zu prüfenden Bildelements selbst,
- b. Erstellung eines markierten Bilddatensatzes aus dem Bilddatensatz durch Markieren der
30 Bildelemente, welche nach der letzten Filterung im Binärdatensatz ausgewählt worden sind, und
- c. Erstellung der Darstellung der Körperstruktur aus dem markierten Bilddatensatz.

Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren ist es möglich, eine Darstellung von Körperstrukturen zu erstellen, in der bestimmte Bildelemente markiert, insbesondere

hervorgehoben werden, die für die Beurteilung pathologischer Strukturen vorrangig von Bedeutung sind. Dabei werden die zu markierenden Bildelemente mit Hilfe dreier einfach nachzuvollziehender Filterungen aus den gesamten Bildelementen des Bilddatensatzes ermittelt.

5 In einer ersten Filterung werden alle Bildelemente ermittelt, die unterhalb eines vorbestimmten Abstandes zu dem Rand von der Bildstruktur angeordnet sind, in der sie liegen. Auf diese Weise können alle Bildelemente von Bildstrukturen ermittelt werden, deren Abmessungen unterhalb des doppelten vorbestimmten Abstandsgrenzwerts liegen. Weiterhin werden bei dieser ersten Filterung alle Bildelemente ermittelt, die im Randbereich von
10 größeren Bildstrukturen liegen, wobei dieser Randbereich eine Dicke entsprechend dem Abstandsgrenzwert aufweist.

Unter Bildstruktur ist in diesem Zusammenhang eine durch mehrere benachbarte Bildelemente gebildete zusammenhängende Fläche zu verstehen, deren Bildelemente einerseits benachbart zueinander sind und darüber hinaus aufgrund eines
15 zweiten Kriteriums sich einem Betrachter als zusammengehörend darstellen. Dieses zweite Kriterium kann beispielsweise eine Übereinstimmung oder Ähnlichkeit des Bildwerts der Bildelemente sein. Weiterhin sind als zweites Kriterium andere bekannte Filterverfahren anwendbar, wie beispielsweise die Wasserscheidentransformation, die morphologische Öffnung o.ä. Verfahren.

20 Bei der zweiten Filterung werden aus den in der ersten Filterung ermittelten Bildelementen dann alle Bildelemente ermittelt, die in zumindest einer Richtung ein lokales Abstandswertmaximum darstellen. Diese Bildelemente sind zumindest in zwei entgegengesetzten Richtungen, d.h. in einer ersten Richtung und einer zweiten, um 180° von dieser abweichenden Richtung, direkt von Bildelementen umgeben, die einen Abstand zu
25 dem Rand der Bildstruktur aufweisen, der kleiner ist als der Abstandswert des Bildelements selbst.

Auf diese Weise werden bei der zweiten Filterung alle Bildelemente ausgewählt, die den Mittelpunkt oder die Mittelpunktlinie einer kleinen Bildstrukturen darstellen. Bildlich gesprochen werden also, wenn man sich die Abstandswerte der
30 Bildelemente als Höhenwerte in einer topographischen Darstellung vorstellt, bei der zweiten Filterung die auf einem Bergrücken oder einem Berggipfel liegenden Bildelemente ausgewählt.

Bei der der zweiten Filterung nachfolgenden dritten Filterung werden von diesen Bildelementen nun wiederum jene ausgewählt, die in genau einem Abstand

entsprechend ihrem Abstandswert in einer beliebigen Richtung von keinem Bildelement umgeben sind, dessen Abstandswert gleich dem Abstandswert des Bildelements selbst ist oder sich von diesem nur geringfügig unterscheidet. Auf diese Weise werden alle nach der zweiten Filterung ausgewählten Bildelemente verworfen, die im Randbereich einer größeren

5 Bildstruktur angeordnet sind und folglich in zumindest einer Richtung, nämlich in der in die
größere Bildstruktur hinein weisenden Richtung, von einem Bildelement in dem entsprechenden Abstand umgeben sind, dessen Abstandswert wesentlich größer als der Abstandswert des Bildelements selbst ist.

Durch die dritte Filterung werden weiterhin alle Bildelemente ausgesondert,

10 welche nicht in der Mitte einer annähernd runden Bildstruktur liegen, wobei durch die Wahl des zulässigen Abstandsdifferenzwertes auch Bildelemente einer Struktur in der Auswahl bleiben, wenn die Struktur von der ideal runden Struktur bis zu einem gewissen Grad abweicht. Bildlich gesprochen werden, wiederum in dem zuvor beschriebenen Topographiebild, jene Bildelemente ausgesondert, welche die Bergrückenlinien in länglichen

15 Bildstrukturen darstellen, wohingegen die Bildelemente, welche in runden, ovalen oder in ähnlicher Weise begrenzten Bildstrukturen den Gipfelpunkt darstellen, in der Auswahl verbleiben.

Nach der dritten Filterung ist aus der Anzahl vieler, möglicherweise relevanter Bildelemente durch Aussonderung unrelevanter Bildelemente eine gezielt verringerte Anzahl

20 von Bildelementen ausgewählt worden, die als Mittelpunkte potentieller Knotenstrukturen in Frage kommen. Diese Bildelemente werden nun in einem neu zu erstellenden Bilddatensatz markiert und können somit bei der Erstellung der Darstellung der Körperstruktur aus diesem markierten Bilddatensatz in gesonderter Weise dargestellt werden. Insbesondere können diese Bildelemente farbig markiert werden, kontrastreich hervorgehoben werden, durch

25 wechselndes Aus- und Einblenden oder in anderer Weise kenntlich gemacht werden.

Bei einer ersten vorteilhaften Verfahrensform erfolgt vor der ersten Filterung eine Filterung mit Hilfe von Grenzwerten der Bildwerte. Diese als „thresholding“ bekannte Filterweise ermöglicht es, in einem einfachen Filterschritt alle Bildelemente auszuwählen, die oberhalb eines ersten Bildwertgrenzwerts und/oder unterhalb eines zweiten

30 Bildwertgrenzwerts liegen. Diese Filterweise kann, sofern der Bilddatensatz computertomographisch gewonnen wurde, angewendet werden, indem Bildelemente, deren Hounsfield Unit (HU) unterhalb eines vorbestimmten, ersten HU liegen und/oder deren HU oberhalb eines zweiten HU liegen, ausgewählt werden.

Eine zweite vorteilhafte Weiterentwicklung des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht vor, dass bei der dritten Filterung das zu prüfende Bildelement als nicht zu markierend verworfen wird, sobald ein umgebendes Bildelement gefunden wird, dessen Abstandswert um den vorbestimmten Abstandsdifferenzwert kleiner ist als der Abstandswert des zu prüfenden Bildelements selbst. Durch diese Fortentwicklung wird eine Beschleunigung der Filterung erreicht. Da bei der dritten Filterung ein Bildelement verworfen wird, wenn nur eines der in dem dem Abstandswert entsprechenden Abstand befindlichen Bildelemente einen Abstandswert aufweist, der um den vorbestimmten Abstandsdifferenzwert kleiner ist, kann auf eine weitere Überprüfung der das Bildelement umgebenden Bildelemente in dem entsprechenden Abstand verzichtet werden, sobald ein entsprechendes umgebendes Bildelement gefunden wurde. Auf diese Weise wird die benötigte Rechenleistung verringert bzw. die Rechenzeit verkürzt.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann in vorteilhafter Weise fortgebildet werden, indem der vorbestimmte Abstandsdifferenzwert null ist. Hierdurch wird erreicht, dass jedes Bildelement, welches in einem genau dem Abstandswert entsprechenden Abstand von Bildelementen umgeben ist, deren Abstandswert sich von dem Abstandswert des Bildelements selbst unterscheidet, weiterhin in der Auswahl verbleibt und nur die Bildelemente verworfen werden, die von mindestens einem Bildelement in dem entsprechenden Abstand umgeben sind, dessen Abstandswert identisch ist mit dem des Bildelements selbst.

Eine weitere vorteilhafte Fortbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens beinhaltet eine vierte Filterung mit den Merkmalen gemäß Anspruch 5. Mit dieser Fortbildung wird erreicht, dass Bildelemente aus der nach der dritten Filterung verbleibenden Auswahl herausgenommen werden, wenn innerhalb ihrer Bildstruktur ein Bildelement mit höherem Abstandswert vorhanden ist und/oder wenn die Bildstruktur sich in einer beliebigen Richtung um mehr als einen vorbestimmten Wert erstreckt, d.h. die Bildstruktur in einer beliebigen Richtung eine bestimmte Größe überschreitet.

Dabei kann insbesondere vorgesehen werden, dass der vorbestimmte Volumenerstreckungswert dem Fünffachen des Abstandswerts des Startelements entspricht. Es hat sich herausgestellt, dass dieser Grenzwert geeignet ist, Bildelemente irrelevanter Bildstrukturen aus der Auswahl herauszunehmen, insbesondere dann, wenn potentielle Knotenstrukturen in der Lunge markiert werden sollen.

Das vierte Filterungsverfahren kann weiter fortgebildet werden, indem das Bereichswachstum punktsymmetrisch zu dem Startelement erfolgt und das Startelement als

nicht zu markierend verworfen wird, sobald der mittlere Wert der Abstandswerte der erfassten Bildelemente größer ist als ein vorbestimmter Abstandsmittelwert, der vorzugsweise dem Abstandswert des Startelements entspricht.

Unter punktsymmetrischem Wachstum ist dabei zu verstehen, dass in einem ersten Schritt alle direkt an das Startelement grenzenden Elemente vom Bereichswachstum erfasst werden, in einem darauffolgenden Schritt alle an diese Elemente direkt angrenzenden äußeren Elemente vom Bereichswachstum erfasst werden und so weiter. Der mittlere Wert des Abstandswerts der erfassten Bildelemente ist dabei der Mittelwert aus den Abstandswerten aller vom Bereichswachstum erfassten Bildelemente.

Es hat sich gezeigt, dass von einem solchen Bereichswachstum punktsymmetrisch erschlossene Bildstrukturen regelmäßig dann keine potentiell pathologischen Strukturen sind, wenn zu einem beliebigen Zeitpunkt des Bereichswachstums der Mittelwert der Abstandswerte aller erfassten Bildelemente größer ist als der Abstandswert des Startelements, sofern als Startelement eines der nach der vierten Filterung ausgewählten Bildelemente gewählt wird. Diese Fortbildungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens verfeinert daher die Auswahl an potentiell pathologischen Knotenstrukturen weiter.

Das zuvor beschriebene Verfahren kann in vorteilhafter Weise mit den Merkmalen gemäß Anspruch 9 fortgebildet werden.

Dabei stellt die Abstandswertsumme die Summe aller Abstandswerte derjenigen Bildelemente dar, die in einer Phase des Bereichswachstums neu erfasst werden. Diese Bildelemente liegen regelmäßig auf einer zu dem Startelement punktsymmetrischen Geometrie, d.h. bei einer zweidimensionalen Abbildung auf einem Kreis und bei einer dreidimensionalen Abbildung auf einer Kugeloberfläche. Die Abstandswertsumme der ersten Phasen des Bereichswachstums liegt dabei regelmäßig oberhalb des Abstandswertes des Startelements selbst, da die Summe der mehreren Bildelemente um das Startelement herum oberhalb des Abstandswerts des Startelements selbst liegt, selbst wenn der Abstandswert der einzelnen Bildelemente geringer ist als derjenige des Startelements. Der Anstieg der Verlaufskurve erreicht ein Maximum und nimmt, sofern das Bereichswachstum in einer kleinen, umgrenzten Bildstruktur stattfindet, wieder ab, wenn von dem Bereichswachstum zunehmend Bildelemente mit kleinen Abstandswerten erfasst werden.

Die Ausbildung eines Minimums in der Verlaufskurve und der nachfolgende Anstieg der Verlaufskurve kann dann erfolgen, wenn vom Bereichswachstum wiederum Bildelemente mit größeren Abstandswerten erfasst werden.

Es hat sich gezeigt, dass das Verhältnis der Abstandswertsumme in einem Maximum zu einem Verhältnis der Abstandswertsumme in einem nachfolgenden Minimum als Kriterium für die Wahrscheinlichkeit dienen kann, dass das Startelement zu einer potentiellen Knotenstruktur gehört. Insbesondere ist dies unwahrscheinlich, wenn die

5 Abstandswertsumme im Minimum nicht größer als halb so groß ist wie die Abstandswertsumme im Maximum.

Weiterhin hat sich für eine weitere vorteilhafte Weiterentwicklung des Verfahrens gezeigt, dass der Quotient aus dem Mittelwert der Abstandswerte aller bis zum Erreichen des lokalen Minimums vom Bereichswachstum erfassten Bildelemente zu dem

10 Abstandswert des Startelements dazu dienen kann, die Wahrscheinlichkeit zu bestimmen, dass das Startelement zu einer potentiellen Knotenstruktur gehört. Insbesondere ist es unwahrscheinlich, dass das Startelement zu einer potentiellen Knotenstruktur gehört, wenn der Mittelwert der Abstandswerte aller bis zum Erreichen des lokalen Minimums erfassten Bildelemente größer ist als der doppelte Abstandswert des Startelements.

15 Das vorgenannte Verfahren wird in vorteilhafter Weise weitergebildet, indem der vorbestimmte Extremwertquotient zu 0,35 bestimmt wird. Hierdurch wird eine feinere Filterung erreicht, als wenn der Extremwertquotient zu 0,5 bestimmt wird.

Das erfindungsgemäße Verfahren wird weiter fortgebildet durch eine fünfte Filterung mit den Merkmalen des Anspruchs 11. Durch diese Fortbildung wird erreicht, dass

20 Bildelemente in der Auswahl verbleiben, die in der vierten Filterung aufgrund eine die in den Ansprüchen 5-10 genannten und eben erläuterten Bedingungen verworfen wurden, weil im Verlauf des Bereichswachstums eine an die erste Bildstruktur angrenzende oder direkt mit dieser verwachsene zweite Bildstruktur vom Bereichswachstum erfasst wurde. Dies kann z.B. bei Knotenstrukturen, die im Wandbereich einer großen Bildstruktur angeordnet sind

25 und mit dieser verwachsen sind oder über Gefäße mit dieser verbunden sind, auftreten.

In diesem Fall führt die vierte Filterung dazu, dass Bildelemente potentieller Knotenstrukturen verworfen werden und somit eine Fehldiagnose auftreten könnte. Bei der fünften Filterung wird nun eine Grenze gezogen, die möglichst genau in dem Übergang

30 zwischen der ersten und zweiten Bildstruktur angeordnet ist. Hierauf folgend wird wie bei der vierten Filterung ein Bereichswachstum von den nach der dritten Filterung verbleibenden Bildelementen als Startelement aus gestartet und das Startelement als nicht zu markierend verworfen, wenn zumindest eine der Bedingungen der Ansprüche 5-10 der vierten Filterung erfüllt sind. Bei diesem Bereichswachstum bleiben jedoch Bildelemente ausgeschlossen, die

vom Startelement aus jenseits der Grenze liegen, also in der größeren Struktur, mit der die potentielle Knotenstruktur verwachsen ist.

Das vorgenannte Verfahren kann in vorteilhafter Weise weitergebildet werden, indem die Grenze anhand der in Anspruch 12 aufgeführten Verfahrensschritte bestimmt wird.

5 Bei dieser Methode der Grenzziehung wird eine ebene Grenze gezogen, indem zunächst diejenigen Bildelemente bestimmt werden, die im Randbereich der zweiten, vom Bereichswachstum erfassten Bildstruktur liegen und zugleich zum Zeitpunkt der Abbruchbedingungen der vierten Filterung auf dem Rand des Bereichswachstums liegen. Hiernach wird eine Gerade (im Falle der zweidimensionalen Bildverarbeitung) bzw. eine
10 Ebene (im Falle der dreidimensionalen Bildverarbeitung) bestimmt, die so im Raum angeordnet ist, dass die Summe aller Abstände zwischen der Gerade bzw. Ebene und den zuvor bestimmten Bildelementen minimal ist. Diese Ebene oder Gerade stellt eine sehr gute Näherung des Übergangs zwischen der ersten und zweiten Bildstruktur dar und kann daher als Grenzlinie bzw. -ebene verwendet werden.

15 Ein weiterer Aspekt der Erfindung ist eine Vorrichtung mit Mitteln zur Ausführung der vorgenannten Verfahrensschritte sowie ein Computerprogramm mit Programmmitteln zur Ausführung der vorgenannten Verfahrensschritte.

Durch die Erfindung wird ein Verfahren zur Erstellung von Darstellungen von Körperstrukturen bereitgestellt, mit dem mittels einfach nachzuvollziehender und
20 verständlicher Filterungsschritte eine sinnvolle Reduktion der Bilddaten vorgenommen werden kann und hierbei diejenigen Bildelemente herausgefiltert werden können, welche potentielle Knotenstrukturen darstellen. Die so herausgefilterten Bildelemente können entweder isoliert dargestellt werden oder in einer Gesamtdarstellung hervorgehoben, markiert oder in ähnlicher Weise kenntlich gemacht werden. Das erfindungsgemäße Verfahren
25 ermöglicht somit eine besonders sichere und schnellere Auffindung von kleinen, umschriebenen Knotenstrukturen durch einen Arzt. Die einfach nachzuvollziehenden Filterungsschritte des erfindungsgemäßen Verfahrens sind dazu geeignet, das Vertrauen des Benutzers in die automatische Detektion der Knotenstrukturen zu steigern.

Eine vorteilhafte Verfahrensform wird anhand der beiliegenden Figuren
30 beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine computertomographische horizontale Schichtaufnahme der Lungenregion eines Menschen,

Fig. 2 eine Aufnahme nach Fig. 1 nach einer Filterung mittels Bildwertgrenzen,

Fig. 3 eine Aufnahme nach Fig. 1 nach Füllung des den Körper umgebenden Luftraums,

Fig. 4 eine Aufnahme nach Fig. 1 mit Abstandswerten,

Fig. 5 eine schematische Darstellung eines mit der Wand verwachsenen

5 Knotens und eines Gefäßabschnitts,

Fig. 6 eine schematische Darstellung des punktsymmetrischen Wachstums um ein Startelement,

Fig. 7 eine Detailaufnahme der Fig. 1 mit einem im Fadenkreuz angeordneten Startelement in einem isolierten Knoten,

10 Fig. 8 den Verlauf des mittleren Abstandswertes in der Wachstumshülle für ein punktsymmetrisches Wachstum ausgehend von dem in Fig. 7 gekennzeichnetem Startelement,

Fig. 9 den Verlauf der Abstandswertsumme in der Wachstumshülle für das Startelement gemäß Fig. 7,

15 Figs 10-12 den Verfahrensablauf der Bestimmung einer Grenze bei Knotenstrukturen, die mit größeren Strukturen verwachsen sind,

Fig. 13 eine Detailaufnahme der Fig. 1 mit einem im Fadenkreuz angeordneten Startelement in einem mit der Wandstruktur verwachsenen Knoten,

20 Fig. 14 den Verlauf des mittleren Abstandswerts in der Wachstumshülle für das Startelement gemäß Fig. 13,

Fig. 15 den Verlauf der Abstandswertsumme in der Wachstumshülle für das Startelement gemäß Fig. 13,

Fig. 16 den Verlauf des mittleren Abstandswerts in der Wachstumshülle für das Startelement gemäß Fig. 13 nach Grenzziehung gemäß den Fig. 10-12,

25 Fig. 17 den Verlauf der Abstandswertsumme in der Wachstumshülle für das Startelement gemäß Fig. 13 nach Grenzziehung gemäß den Fig. 10-11,

Fig. 18 eine Schichtaufnahme nach Fig. 1 mit markierten potentiellen Knotenstrukturen und

Fig. 19 eine Detailansicht der Fig. 18.

30

Fig. 1 zeigt einen horizontalen Schnitt durch den Körper eines Menschen. Die Bilddaten, aus denen die Schichtaufnahme gemäß Fig. 1 erstellt wurde, wurden durch ein computertomographisches Röntgenverfahren gewonnen. Die einzelnen Körperstrukturen sind

in Abhängigkeit der ihnen eigenen Strahlungsdurchlässigkeit für Röntgenstrahlung in entsprechenden Graustufen abgebildet. Diese Graustufen werden als Hounsfield Unit (HU)-Werte bezeichnet. Die Abbildung gemäß Fig. 1 bietet dem sachkundigen Arzt eine Vielzahl von Informationen dar, aus denen er nur durch intensives und lange Zeit in Anspruch
5 nehmendes Studium eine gezielte Information wie das Vorhandensein von krankhaften Knotenstrukturen entnehmen kann.

Um die Entnahme dieser Information zu erleichtern, wird ein Filterverfahren verwendet, welches im folgenden beschrieben wird.

Hierbei wird zunächst aus dem Graustufenbild gemäß Fig. 1 ein
10 Schwarz/Weiß-Bild mit binären Bilddateninformationen erstellt, indem alle Bildelemente unterteilt werden in Bildelemente mit einem Bildwert unterhalb oder oberhalb von einem HU-Wert von -400. Der HU-Wert von -400 eignet sich als Grenzwert, um einerseits zwischen Gewebestrukturen und andererseits umgebender oder eingeschlossener Luft und Flüssigkeit zu unterscheiden. Dementsprechend erscheint in Fig. 2 die in der Lunge
15 eingeschlossene Luft und die den Körper umgebende Luft sowie Blut in Gefäßen schwarz, wohingegen die die Lunge umgebende Körperstruktur (im wesentlichen Muskel- und Knochengewebe) und das in der Lunge angeordnete Herz weiß erscheinen.

In einem weiteren Filterungsschritt wird ein Bereichswachstum in dem den Körper umgebenden Luftraum gestartet und hierdurch der den Körper umgebende Raum mit
20 dem gleichen Bildwert ausgefüllt wie die Gewebestrukturen. Folglich erscheint dieser Raum, also die umgebende Luft sowie die Liegeunterlage LU, weiß in Fig. 3.

Darauffolgend wird als erste Maßnahme der ersten Filterung gemäß Anspruch 1 der Abstandswert aller zuvor herausgefilterten, weißen Bildelemente der Fig. 3 ermittelt und jedem Bildelement ein entsprechender Abstandswert zugewiesen. Hierbei wird der
25 kürzeste Abstand des Bildelements zu dem Rand seiner Bildstruktur, d.h. der kürzeste Abstand des Bildelements zu der nächstliegenden Schwarz/Weiß-Grenze in Fig. 3 ermittelt. Bildelemente, die einen sehr kurzen Abstand zu einer solchen Grenze aufweisen, erhalten einen niedrigen Abstandswert und Bildelemente mit einem großen Abstand erhalten einen großen Abstandswert. Die Abstandswerte der Bildelemente sind in Fig. 4 ersichtlich. In Fig.
30 4 sind niedrige Abstandswerte durch hohe Grauwerte dargestellt und hohe Abstandswerte durch niedrige Grauwerte, dementsprechend erscheinen Bildelemente mit niedrigem Abstandswert dunkel und Bildelemente mit hohem Abstandswert hell in Fig. 4.

In einer zweiten Maßnahme der ersten Filterung werden nun alle Bildelemente ausgewählt, deren Abstandswert unterhalb eines vorbestimmten Abstandsgrenzwerts liegen,

beispielsweise 30 mm. Auf diese Weise werden für die weiteren Filterungsschritte nur Bildelemente berücksichtigt, die zu weißen Bildstrukturen in Fig. 3 gehören, deren Abmessungen unterhalb 60 mm liegen oder die einen Abstand zu schwarzen Bildelementen von weniger als 30 mm aufweisen.

- 5 In einer zweiten Filterung werden diese Bildelemente dahingehend untersucht, ob sie in zumindest zwei um 180° zueinander versetzten Richtungen ausschließlich von Bildelementen umgeben sind, deren Abstandswert kleiner ist als ihr Abstandswert selbst. Dies ist in Fig. 5 beispielhaft für zwei Bildelemente A, B dargestellt. Bildelement A liegt in der Mitte eines mit einer Wand verwachsenen Knotens. Beispielhaft sind vier durch das
- 10 Bildelement A verlaufende Achsen A1-A4 eingetragen. Wie leicht ersichtlich aus Fig. 5 liegen z.B. auf der Achse A4 direkt benachbart zum Bildelement A jeweils Bildelemente, deren Abstandswert kleiner ist als der Abstandswert des Bildelements selbst. Das Bildelement A wird daher bei der zweiten Filterung ausgewählt.

- In gleicher Weise sind beispielhaft vier Achsen mit jeweils zwei um 180°
- 15 zueinander versetzten Richtungen eingetragen, die durch das Bildelement B verlaufen. Ebenso ist wiederum ersichtlich, dass auf der Achse B1 direkt benachbart zu Bildelement B ausschließlich Bildelemente liegen, deren Abstandswert kleiner als der des Bildelements B ist. Das Bildelement B wird daher bei der zweiten Filterung ebenfalls ausgewählt.

- Weiterhin Bezug nehmend zu Fig. 5 werden in einer dritten Filterung zunächst
- 20 um die Bildelemente A, B eine kreisförmige Bildelementengrenze AG bzw. BG gezogen, die im Abstand gemäß dem Abstandswert der Bildelemente A, B um die Bildelemente verläuft.

- Die gemittelten Abstandswerte der Achsendpunkte aller auf den Bildelementengrenzen AG bzw. BG liegenden Achsen werden mit den Abstandswerten der Bildelemente A bzw. B verglichen. Sobald bei dieser dritten Filterung auf den
- 25 Bildelementengrenzen eine Achse gefunden wird, deren gemittelter Abstandswert größer ist als der Abstandswert des Bildelements A bzw. B, so wird die dritte Filterung abgebrochen und das Bildelement A bzw. B aus der zuvor getroffenen Auswahl herausgenommen.

- Alle das Bildelement A auf der Bildelementengrenze AG umgebenden Achsen weisen einen gemittelten Abstandswert der Achsendpunkte auf, der kleiner ist als der
- 30 Abstandswert des Bildelements A. Das Bildelement A wird daher bei der dritten Filterung weiterhin ausgewählt.

Auf der das Bildelement B umgebenden Grenze BG finden sich zumindest eine Achse BE1 \rightarrow BE2, deren gemittelter Abstandswert der Achsendpunkte nicht kleiner ist als der Abstandswert des Bildelements B. Die Abstandswerte der Bildelemente BE1 und BE2

sind gleich dem Abstandswert des Bildelements B. Das Bildelement B wird daher in der dritten Filterung nicht ausgewählt, sondern verworfen.

Die nach der dritten Filterung in der Auswahl verbleibenden Bildelemente werden einer vierten Filterung unterzogen. Bei dieser vierten Filterung wird, Bezug nehmend

- 5 zu Fig. 6, ausgehend von diesen Bildelementen A ein punktsymmetrisches Bereichswachstum gestartet. In Fig. 6 sind drei Wachstumsphasen dieses punktsymmetrischen Bereichswachstums dargestellt. Nachdem in einer nicht dargestellten Wachstumsphase zunächst die unmittelbar an das Bildelement A angrenzenden Bildelemente vom Bereichswachstum erfasst werden, werden hierauf folgend in einer zweiten
- 10 Wachstumsphase die Bildelemente, welche an die unmittelbar zum Bildelement A benachbarten Bildelemente angrenzen, vom Bereichswachstum erfasst und bilden somit in dieser zweiten Wachstumsphase die Wachstumshülle WA1. In der Wachstumshülle WA1 sind zwölf Bildelemente enthalten.

- In einer dritten Wachstumsphase des punktsymmetrischen Bereichswachstums
- 15 werden die an die in der Wachstumshülle WA1 außen angrenzenden Bildelemente vom Bereichswachstum erfasst und bilden somit in dieser dritten Wachstumsphase die Wachstumshülle WA2. Die Wachstumshülle WA2 umfasst 16 Bildelemente.

- Hierauf folgend werden in einer vierten Wachstumsphase 20 Bildelemente vom Bereichswachstum erfasst und bilden die Wachstumshülle WA3, die an die
- 20 Bildelemente der Wachstumshülle WA2 angrenzt.

- Das Startelement A wird bei der vierten Filterung verworfen und aus der Menge der nach der dritten Filterung ausgewählten Bildelemente herausgenommen, wenn bei dem Bereichswachstum ein Bildelement erreicht wird, dessen Abstandswert größer ist als der Abstandswert des Startelements A. Darüber hinaus wird das Bildelement A aus der Auswahl
- 25 herausgenommen und verworfen, sobald sich die vom Bereichswachstum erfasste Fläche, d.h. die innerhalb der Wachstumshülle liegende Fläche bzw. das darin befindliche Volumen in einer beliebigen Richtung weiter erstreckt als der fünffache Abstandswert des Startelements A.

- Dieses zweite Kriterium führt zum Abbruch der Filterung hinsichtlich des
- 30 Startelements A, sobald vom Bereichswachstum ein Bildelement erfasst wird, das von dem Startelement A mehr als der fünffache Abstandswert entfernt ist. Weiterhin führt dieses Kriterium dazu, dass das Startelement A verworfen wird und die vierte Filterung hinsichtlich des Startelements A abgebrochen wird, sobald zwei Bildelemente gefunden werden, die um 180° zueinander versetzt vom Startelement A angeordnet sind, und die Summe der Abstände

dieser beiden Bildelemente vom Startelement A größer ist als der fünffache Abstandswert des Startelements A.

Das Startelement A würde aufgrund einer wie zuvor erläutert ausgeführten vierten Filterung verworfen werden, da ausgehend von dem Startelement A in einer in
5 Richtung der Wandstruktur verlaufenden Richtung ein Bildelement gefunden würde, welches einen höheren Abstandswert aufweist als das Startelement A. Dies ist jedoch unerwünscht, da es sich bei dem Bildelement A um ein Bildelement einer potentiellen Knotenstruktur handelt.

Als eine erste Maßnahme einer weiteren, auf der vierten Filterung aufbauenden Filterung, wird, Bezug nehmend zu den Fig. 8 und 14, der Mittelwert aller
10 Bildelemente in der Wachstumshülle über die einzelnen Wachstumsphasen aufgetragen.

Fig. 8 zeigt den Verlauf des Abstandsmittelwerts für ein in Fig. 7 dargestelltes Startelement C in einem isolierten Knoten KI. Aus dem Diagramm gemäß Fig. 8 kann erkannt werden, dass der Abstandsmittelwert ausgehend von dem Abstandswert 95 des
15 Startelements C in den nachfolgenden Wachstumsphasen zunächst abnimmt und sich nach einem geringen Anstieg etwa bei einem Abstandsmittelwert von ca. 30 einpendelt.

Bezug nehmend zu Fig. 14 nimmt der Abstandsmittelwert eines in Fig. 13 dargestellten Startelements D, welches sich in der Mitte eines an die Lungenwand angewachsenen Knotens KA befindet, ebenfalls, wie zuvor, ausgehend von dem
20 Abstandswert 37 des Startelements D, ab, durchläuft ein Minimum und steigt hiernach wieder an. Innerhalb dieses Anstiegs überschreitet der Abstandsmittelwert etwa in der zehnten Wachstumsphase den Abstandswert des Startelements D. Dies ist dadurch bedingt, dass im Falle des Startelements D vom Bereichswachstum in dieser Wachstumsphase Bildelemente der Lungenwand miterfasst werden, die entsprechend hohe Abstandswerte aufweisen und dadurch den Abstandsmittelwert über den Abstandswert des Startelements
25 anheben.

Das Bereichswachstum wird gestoppt, sobald der Abstandsmittelwert aller in der Wachstumshülle befindlichen Bildelemente größer ist als der Abstandswert des Startelements selbst. Demnach würde in der fünften Filterung das Bildelement D in dem mit
30 der Lungenwand verwachsenen Knoten KA verworfen, wohingegen das Bildelement C in dem isolierten Knoten KI weiterhin in der Auswahl verbleibt. Weiterhin werden durch die fünfte Filterung alle Bildelemente verworfen, die zu Bildstrukturen gehören, die nicht mehr zum Kern eines möglichen Lungentumors gehören, sondern nur mit diesem verbunden sind.

Bei einer weiteren, auf der vierten Filterung aufbauenden sechsten Filterung wird die Summe aller Abstandswerte der in der Wachstumshülle angeordneten Bildelemente

über die einzelnen Wachstumsphasen aufgetragen, wodurch sich für die Startelemente C und D Verläufe gemäß Fig. 9 und Fig. 15 ergeben.

Die so aufgetragene Verlaufskurve verläuft in typischerweise für ein Startelement C in einem isolierten Knoten KI in der in Fig. 9 dargestellten Weise. Nach einem ersten Anstieg, bedingt durch die zunehmende Anzahl der in der Wachstumshülle befindlichen Bildelemente, wird ein Maximum C_{max} durchlaufen. Nach diesem Maximum sinkt die Abstandswertsumme, bedingt durch die nun von der Wachstumshülle erfassten Bildelemente mit geringen Abstandswerten und erreicht ein lokales Minimum C_{min} . Für den seltenen Fall, dass das Startelement C in einem völlig isoliert in der Abbildung dastehenden Knoten angeordnet ist, stellt das lokale Minimum C_{min} zugleich den Endpunkt des Bereichswachstums dar, da zu diesem Zeitpunkt das Bereichswachstum an die Grenzen des Knotens stößt und somit endet. Regelmäßig sind jedoch auch die isolierten Knoten, wie beispielsweise aus Fig. 7 ersichtlich, von Gefäßen durchzogen und dadurch mit anderen Bildstrukturen verbunden. Diese Bildstrukturen werden ebenfalls vom Bereichswachstum erfasst und führen daher regelmäßig nach Durchlaufen des Minimums C_{min} zu einem Anstieg der Abstandswertsumme, wie aus Fig. 9 ersichtlich. Es hat sich gezeigt, dass das Verhältnis der Abstandswertsumme im lokalen Minimum C_{min} zu der Abstandswertsumme in dem zuvor aufgetretenen lokalen Maximum C_{max} der Verlaufskurve als Kriterium dafür dienen kann, ob das Startelement in einer potentiellen Knotenstruktur angeordnet ist. Insbesondere ist es unwahrscheinlich, dass das Startelement zu einer potentiellen Knotenstruktur gehört, wenn das Verhältnis C_{min} zu C_{max} größer ist als 0,35. In diesem Fall wird das Startelement verworfen und aus der Auswahl der nach der fünften Filterung verbleibenden Bildelemente herausgenommen.

Es hat sich weiterhin gezeigt, dass das Verhältnis des Abstandsmittelwerts bei Durchlaufen von C_{min} zu dem Abstandswert des Startelements als Kriterium dafür dienen kann, ob das Startelement in einer potentiellen Knotenstruktur angeordnet ist. Dieses Verhältnis der Abstandsmittelwerte kann gebildet werden, indem aus Fig. 9 die Wachstumsphasen des lokalen Minimums C_{min} in Fig. 8 übertragen werden und auf der y-Achse der zu dieser Wachstumsphasen vorliegenden Abstandsmittelwert $C_{min\text{mittel}}$ abgelesen wird. Liegt das Verhältnis des Abstandsmittelwerts im lokalen Minimum, $C_{min\text{mittel}}$, zu dem Abstandswert des Startelements oberhalb 0,5, so ist das Startelement nicht innerhalb einer potentiellen Knotenstruktur angeordnet und kann daher aus der nach der fünften Filterung verbleibenden Auswahl von Bildelementen herausgenommen und verworfen werden.

Durch die beiden vorgenannten Kriterien der sechsten Filterung werden aus der nach der fünften Filterung verbleibenden Auswahl an Bildelementen weitere Bildelemente herausgenommen, die zu Bildstrukturen mit einer Geometrie gehören, die nicht typisch für Knotenstrukturen ist.

- 5 Nachteilhaft bei der fünften und sechsten Filterung, wie zuvor beschrieben, ist, dass durch die Filterkriterien auch Bildelemente verworfen werden, die zu Knotenstrukturen gehören, die mit größeren Bildstrukturen verwachsen sind. Eine solche Knotenstruktur ist in Fig. 13 ersichtlich. Der zu dieser Knotenstruktur KA zugehörige Verlauf des Abstandsmittelwerts und der Abstandswertsumme ist aus Fig. 14 bzw. Fig. 15 ersichtlich. Es
10 kann erkannt werden, dass das Startelement D in der Knotenstruktur KA anhand der Filterkriterien der fünften und sechsten Filterung verworfen würde. Hierdurch würde eine potentielle Knotenstruktur aus der Auswahl herausgenommen.

- Um dies zu vermeiden, wird zwischen der Knotenstruktur und der Wand, mit der diese Knotenstruktur verwachsen ist, eine Grenze gezogen, um hiernach das fünfte und
15 sechste Filterkriterium erneut anzuwenden, wobei Bildelemente jenseits der Grenze vom Bereichswachstum ausgeschlossen bleiben.

- Die Grenzziehung zwischen Knoten und Wand wird mit Bezug zu Fig. 10 bis 12 beschrieben. Zunächst werden alle Bildelemente betrachtet, welche auf der Wachstumshülle WH in derjenigen Wachstumsphase liegen, in der eines der vorgenannten
20 Kriterien der fünften oder sechsten Filterung zum Abbruch des Bereichswachstums und zur Verwerfung des Startelements D führte. Diese Bildelemente gehören entweder zu der Lungenwand LW oder zu Gefäßen G1, G2, die den Knoten KA durchlaufen. Aus diesen Bildelementen wird durch Bezeichnung der verbundenen Komponenten („connected component labeling“) diejenigen Bildelemente ermittelt, welche zu der größten
25 zusammenhängenden Wachstumshüllenstruktur gehören.

- Innerhalb der so ermittelten Bildelemente des größten Wachstumshüllenabschnitts WHg werden nun diejenigen Bildelemente ermittelt, die an der Grenze der Lungenwandstruktur liegen, WHG1 und WHG2. Die Bildelemente WHG1 und WHG2 werden aus der Anzahl der in dem Hüllenabschnitt WHG liegenden Bildelemente
30 ermittelt, indem diejenigen Bildelemente gesucht werden, die unmittelbar an Bildelemente mit einem Abstandswert gleich 0 angrenzen. Aus den so ermittelten Bildstrukturrandelementen WHG1 und WHG2 wird eine räumliche Covariantenmatrix berechnet und eine Hauptkomponentenanalyse durchgeführt, welche drei Eigenwerte und einen Mittelpunkt M ergibt, wobei M am Ursprung des Vektors Ev auf der Ebene LWG liegt.

Der zu dem kleinsten Eigenwert korrespondierende Eigenvektor E_v wird als die Normale der Oberfläche der Lungenwand LW angenommen. Die Richtung dieser Lungenwandnormalen wird so gesetzt, dass sie einwärts in Richtung der Lunge weist, d.h. von der durch den Eigenvektor bestimmten Lungenwandgrenze LWG in Richtung des Knotens KA . Diese Ausrichtung kann geprüft werden, indem die Projektionen der Bildelemente in der Wachstumshülle WH auf die Lungenwandnormale summiert werden. Diese Summe muss negativ sein, wenn der Lungenwandnormalenvektor in die Lunge hineinzeigt. Andernfalls muss der Normalenvektor durch Multiplikation mit -1 umgekehrt werden.

Nachdem auf die zuvor beschriebene Weise die Lungenwandgrenze LWG definiert wurde, wird das punktsymmetrische Bereichswachstum um das Startelement D , wie zuvor beschrieben, wiederholt mit der zusätzlichen Bedingung, dass vom Bereichswachstum keine Bildelemente erfasst werden, die vom Startelement D aus gesehen jenseits der Lungenwandgrenze LWG liegen.

Wird das Bereichswachstum mit dieser zusätzlichen Bedingung für das in Fig. 13 dargestellte Startelement D wiederholt, so ergeben sich Verläufe des Abstandsmittelwerts und der Abstandswertsumme gemäß Fig. 16 und Fig. 17. Ein ähnliches Ergebnis würde auch erhalten werden, wenn das Bereichswachstum nach entsprechender Grenzziehung für das in Fig. 5 dargestellte Startelement A wiederholt würde. Aus den Verläufen nach Fig. 16 und 17 ist ersichtlich, dass in diesem Fall keines der Kriterien der fünften und sechsten-Filterung erfüllt wird, so dass bei der so modifizierten Filterung vermieden wird, dass das relevante Startelement aus der Auswahl von Bildelementen potentieller Knotenstrukturen herausgenommen und verworfen wird.

Nach Abschluss aller Filterschritte verbleiben in der Auswahl Bildelemente, die das Zentrum potentieller Knotenstrukturen darstellen. Diese können in der Abbildung gemäß Fig. 1 oder Fig. 2 weiß markiert werden, so dass sich hieraus folgend eine Abbildung gemäß Fig. 18 und 19 ergibt, in der diese Bildelemente für einen Betrachter leicht auffindbar hervorgehoben sind.

PATENTANSPRUCHE:

EPO - DG 1

20. 11. 2002

(87)

1. Verfahren zur Erstellung einer Darstellung von Körperstrukturen aus einem Bilddatensatz, insbesondere zur Hervorhebung von potentiellen Knotenstrukturen in einer Lunge, mit den Verfahrensschritten

5 a. Erstellung eines Binärdatensatzes, in dem die in dem Bilddatensatz vorhandenen Bildelemente in zu markierende Bildelemente und nicht zu markierende Bildelemente unterteilt werden, wobei

a1. eine erste Filterung erfolgt, bei der für jedes Bildelement ein Abstandswert ermittelt wird, der dem kürzesten Abstand des Bildelements zu dem Rand der Bildstruktur entspricht, in der das Bildelement liegt, und

10 die Bildelemente des Binärdatensatzes ausgewählt werden, deren Abstandswert unterhalb einem vorbestimmten Abstandsgrenzwert liegen,

a2. eine zweite Filterung erfolgt, bei der die zuvor ausgewählten Bildelemente in der Auswahl verbleiben, welche in beiden Richtungen zumindest einer Geraden, die durch das Bildelement läuft, von zwei Bildelementen direkt benachbart sind, die einen kleineren Abstandswert aufweisen,

15 a3. eine dritte Filterung erfolgt, bei der die zuvor ausgewählten Bildelemente in der Auswahl verbleiben, bei denen die sie umgebenden Bildelemente, welche in einem genau dem Abstandswert des Bildelements entsprechenden Abstand angeordnet sind, einen Abstandswert aufweisen, der um einen vorbestimmten Abstandsdifferenzwert kleiner ist als der Abstandswert des zu prüfenden Bildelements selbst,

20 b. Erstellung eines markierten Bilddatensatzes aus dem Bilddatensatz durch Markieren der Bildelemente, welche nach der letzten Filterung im Binärdatensatz ausgewählt worden sind.

25 c. Erstellung der Darstellung der Körperstruktur aus dem markierten Bilddatensatz.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass vor der ersten Filterung eine Filterung mit Hilfe von Grenzwerten der Bildwerte erfolgt.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass bei der dritten Filterung das zu prüfende Bildelement als nicht zu markierend verworfen wird, sobald ein umgebendes Bildelement gefunden wird, dessen Abstandswert um den vorbestimmten Abstandsdifferenzwert kleiner ist als Abstandswert des zu prüfenden Bildelements selbst.

4. Verfahren nach Anspruch 1 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass der vorbestimmte Abstandsdifferenzwert null ist.

5. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine vierte Filterung, bei der von den zuvor ausgewählten Bildelemente als Startelement aus ein Bereichswachstum gestartet wird, und das zu prüfende Bildelement als nicht zu markierend verworfen wird,

- sobald vom Bereichswachstum ein Bildelement erreicht wird, dessen Abstandswert größer ist als der Abstandswert des Startelements und/oder
- wenn das vom Bereichswachstum erfasste Bildvolumen sich in einer Richtung weiter erstreckt als ein vorbestimmter Volumenerstreckungswert, vorzugsweise der Abstandswert des Startelements.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der vorbestimmte Volumenerstreckungswert dem fünffachen des Abstandswerts des Startelements entspricht.

7. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Bereichswachstum punktsymmetrisch zu dem Startelement erfolgt und das Startelement als nicht zu markierend verworfen wird,

- sobald der mittlere Wert der Abstandswerte der erfassten Bildelemente größer ist als ein vorbestimmter Abstandsmittelwert, der vorzugsweise dem Abstandswert des Startelements entspricht.

8. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Bereichswachstum punktsymmetrisch zu dem Startelement erfolgt und das Startelement anhand einer Bewertung des Verlaufs der Abstandswertsumme, die der Summe der Abstandswerte der vom Bereichswachstum erfassten Bildelemente entspricht, über dem Fortschreiten des Bereichswachstums als zu markierend oder nicht zu markierend ausgewählt wird

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Verlauf als Verlaufskurve der Abstandswertsumme über dem Fortschreiten des Bereichswachstums aufgetragen wird und das Startelement verworfen wird,

- wenn der Extremwertquotient aus einem lokalen Minimum der Verlaufskurve zu einem im Verlauf vorher aufgetreten lokalen Maximum der Verlaufskurve größer ist als ein vorbestimmter Extremwertquotient, vorzugsweise eins, und/oder
- wenn der Mittelwertsquotient aus dem Mittelwert der Abstandswerte der Bildelemente, die bis zum Erreichen des lokalen Minimums vom Bereichswachstum erfasst wurden, zu dem Abstandswert des zu prüfenden Bildelements größer ist als ein vorbestimmter Mittelwertsquotient, vorzugsweise 0,5.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass der vorbestimmte Extremwertquotient 0,35 beträgt

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 bis 9, gekennzeichnet durch eine fünfte Filterung, bei der die in der vierten Filterung nicht ausgewählten Bildelemente ausgewählt werden, wenn sie zu einer ersten Bildstruktur gehören, die mit einer zweiten Bildstruktur verwachsen ist, indem

- die Grenze zwischen der ersten und der zweiten Bildstruktur angenähert wird,
- das Bereichswachstum gemäß den Ansprüchen 5 bis 9 wiederholt wird, wobei diejenigen Bildelemente, die vom Startelement aus jenseits der Grenze liegen, vom Bereichswachstum ausgeschlossen bleiben und
- das Startelement ausgewählt wird, wenn keine der Bedingungen gemäß den Ansprüchen 4-8 erfüllt ist.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Grenze bestimmt wird, indem

- eine räumliche Kovariantenmatrix berechnet wird aus allen Bildelementen,
 - welche auf dem Rand des Bereichswachstums in der Wachstumsphase liegen, bei der bei der vierten Filterung eine der Bedingungen gemäß den Ansprüchen 5 bis 9 erfüllt war und
 - deren Abstandswert unter einem bestimmten Wert liegt oder die im Randbereich einer Bildstruktur liegen,
- aus der Kovariantenmatrix eine Hauptkomponentenanalyse berechnet wird und

- der Eigenvektor des kleinsten sich aus der Hauptkomponentenanalyse ergebenden
- Eigenwertes als Flächennormale der Grenze verwendet wird.

13. Vorrichtung zur Erstellung einer Darstellung von Körperstrukturen aus einem Bilddatensatz, insbesondere zur Hervorhebung von potentiellen Knotenstrukturen in einer Lunge, umfassend

a. Mitteln zur Erstellung eines Binärdatensatzes, in dem die in dem Bilddatensatz vorhandenen Bildelemente in zu markierende Bildelemente und nicht zu markierende Bildelemente unterteilt sind, mit

a1. Mitteln für eine erste Filterung, bei der ein Abstandswert der zuvor gefilterten Bildelemente ermittelt wird, der dem kürzesten Abstand des zu prüfenden Bildelements zu dem Rand der Bildstruktur entspricht, in der das zu prüfende Bildelement liegt, und die zuvor gefilterten Bildelemente des Binärdatensatzes ausgewählt werden, deren Abstandswert unterhalb eines vorbestimmten Abstandsgrenzwerts liegen,

a2. Mitteln für eine zweite Filterung, bei der die zuvor gefilterten Bildelemente ausgewählt werden, welche in einem dem Abstandswert des Bildelements entsprechenden oder kleineren Abstand zumindest entlang einer Geraden, die durch das Bildelement läuft, nur von Bildelementen mit einem kleineren Abstandswert umgeben sind,

a3. Mitteln für eine dritte Filterung, bei der die zuvor gefilterten Bildelemente ausgewählt werden, bei denen die sie umgebenden Bildelemente, welche in einem dem Abstandswert des Bildelements entsprechenden Abstand angeordnet sind, einen Abstandswert aufweisen, der um einen vorbestimmten Abstandsdifferenzwert kleiner ist als der Abstandswert des zu prüfenden Bildelements selbst,

b. Mitteln zur Erstellung eines markierten Bilddatensatzes aus dem Bilddatensatz durch Markieren der Bildelemente, welche nach der letzten Filterung im Binärdatensatz ausgewählt worden sind und

c. Mitteln zur Erstellung der Darstellung der Körperstruktur aus dem markierten Bilddatensatz.

14. Computerprogramm zur Erstellung einer Darstellung von Körperstrukturen aus einem Bilddatensatz, mit Programm-Mitteln, welche die Verfahrensschritte des Anspruchs 1 ausführen, wenn sie auf einem Computer ausgeführt werden.

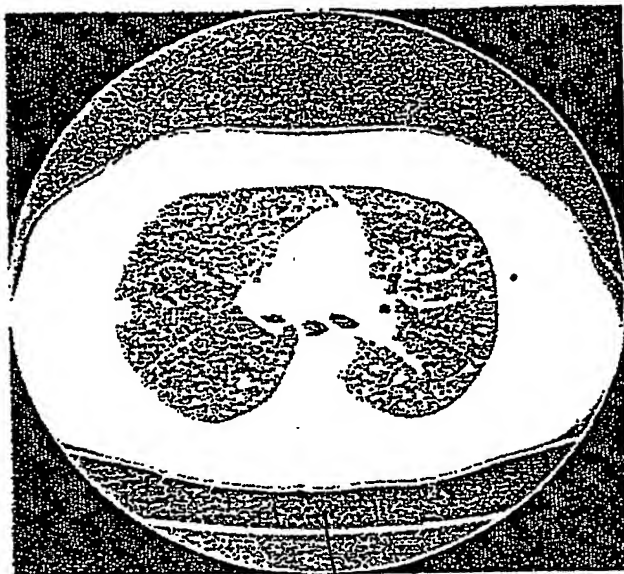
ZUSAMMENFASSUNG:

20. 11. 2002

(87)

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Erstellung einer Darstellung von Körperstrukturen aus einem Bilddatensatz, insbesondere zur Hervorhebung von potentiellen Knotenstrukturen (KI; KA) in einer Lunge. Das der Erfindung zu Grunde liegende Problem ist, eine automatisierte Hervorhebung potentieller Knotenstrukturen in solchen Verfahren bereitzustellen. Dies wird erreicht, indem in mehreren Verfahrensschritten ein Binärdatensatz erstellt wird, in dem alle im Bilddatensatz vorhandenen Bildelemente in zu markierende Bildelemente und nicht zu markierende Bildelemente unterteilt sind, wobei eine erste Filterung erfolgt, bei der für jedes Bildelement (D) ein Abstandswert ermittelt wird, der dem kürzesten Abstand des Bildelements zu dem Rand (KAG) der Bildstruktur (KA) entspricht, in der das Bildelement liegt, und die Bildelemente des Binärdatensatzes ausgewählt werden, deren Abstandswert unterhalb eines vorbestimmten Abstandsgrenzwerts liegen, eine zweite Filterung erfolgt, bei der die zuvor ausgewählten Bildelemente in der Auswahl verbleiben, welche in beiden Richtungen zumindest einer Geraden, die durch das Bildelement läuft, von zwei Bildelementen direkt benachbart sind, welche einen kleineren Abstandswert aufweisen, eine dritte Filterung erfolgt, bei der die zuvor ausgewählten Bildelemente in der Auswahl verbleiben, bei denen die sie umgebenden Bildelemente, welche in einem dem Abstandswert des Bildelements entsprechenden Abstand angeordnet sind, einen Abstandswert aufweisen, der um einen vorbestimmten Abstandsdifferenzwert kleiner ist als der Abstandswert des zu prüfenden Bildelements selbst, und mittels der so ausgewählten Bildelemente eine Darstellung erstellt wird, in der die ausgewählten Bildelemente hervorgehoben werden.

(Fig. 10)



LU

FIG.1

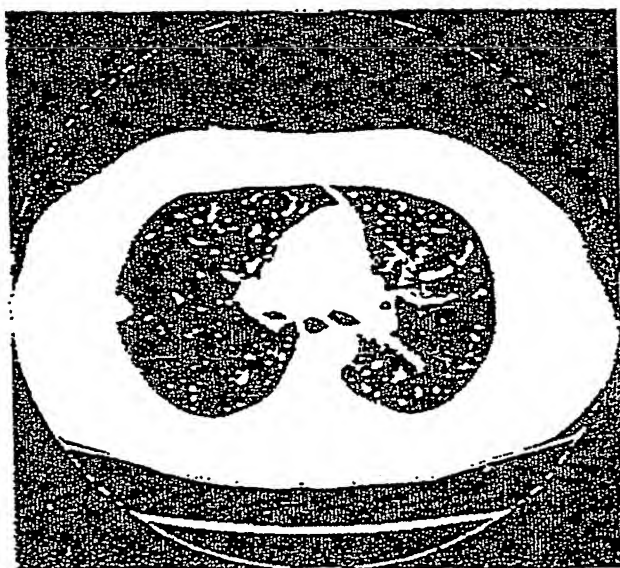


FIG.2

2/10



FIG. 3



FIG. 4

3/10

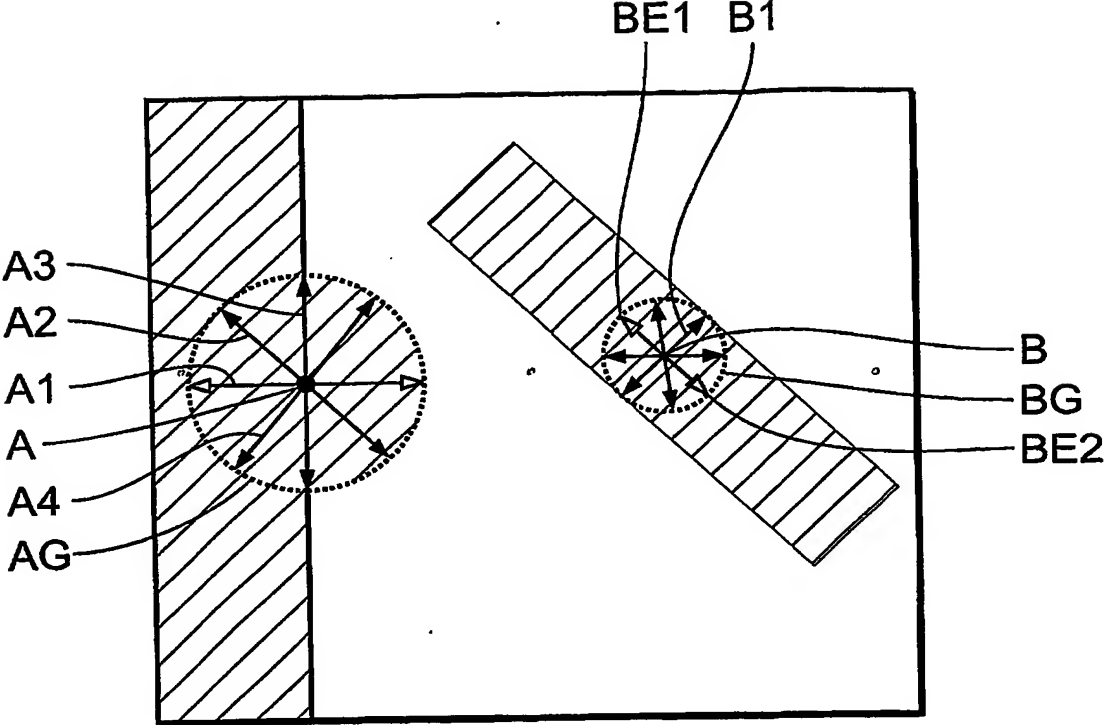


FIG. 5

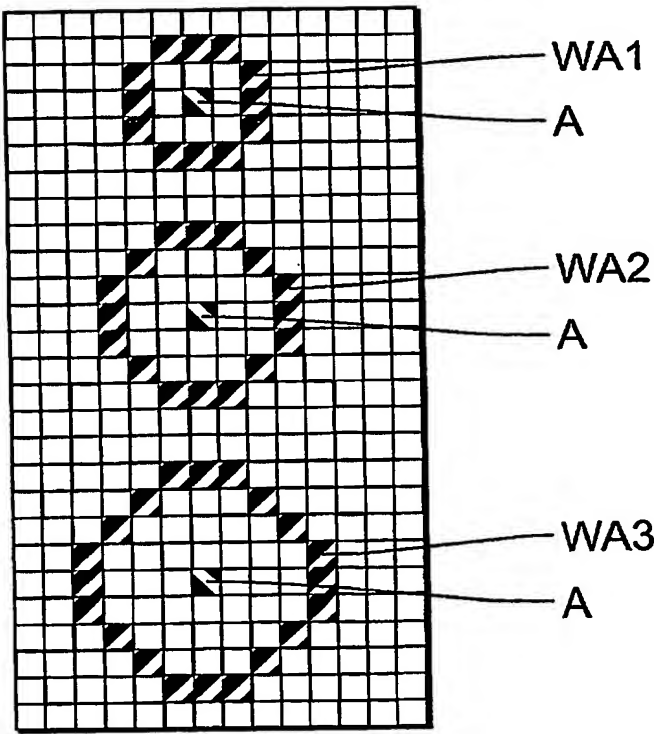


FIG. 6

4/10

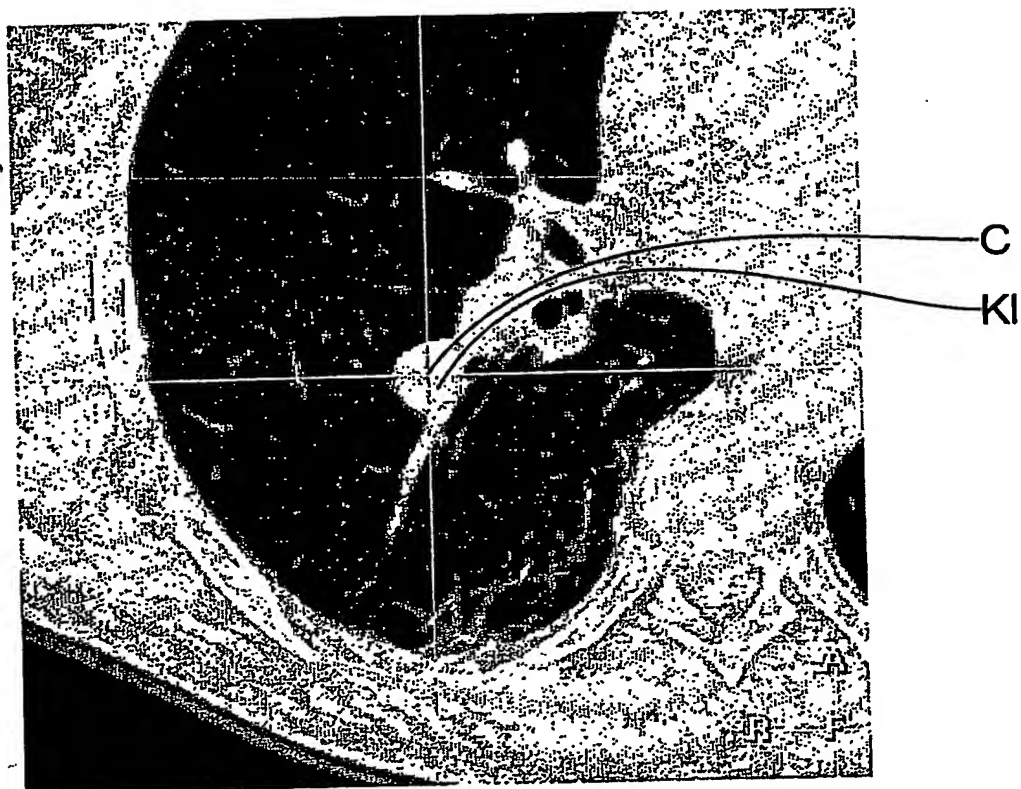


FIG.7

5/10

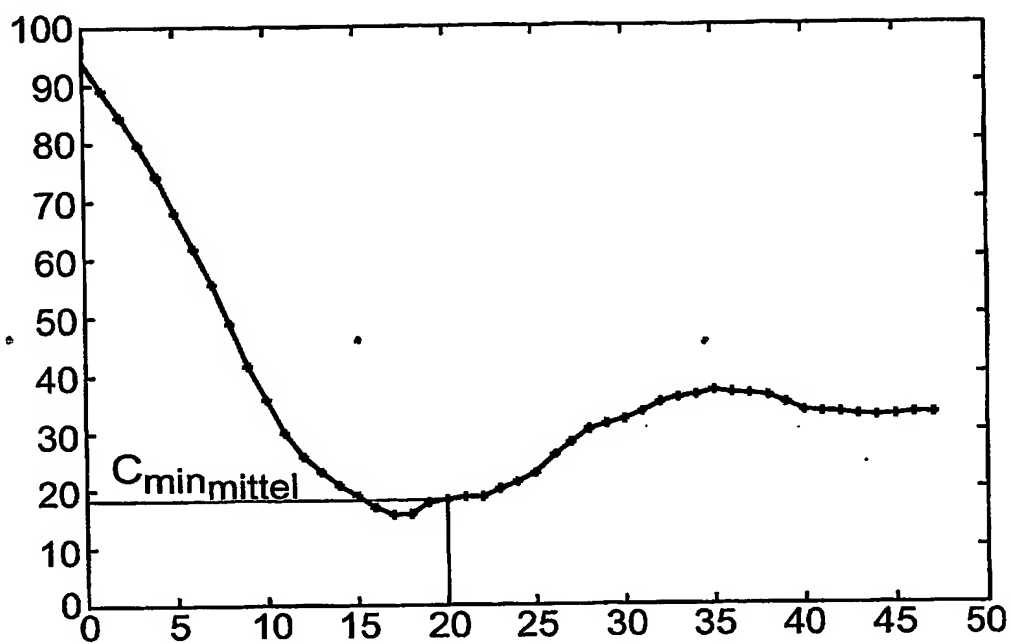


FIG.8

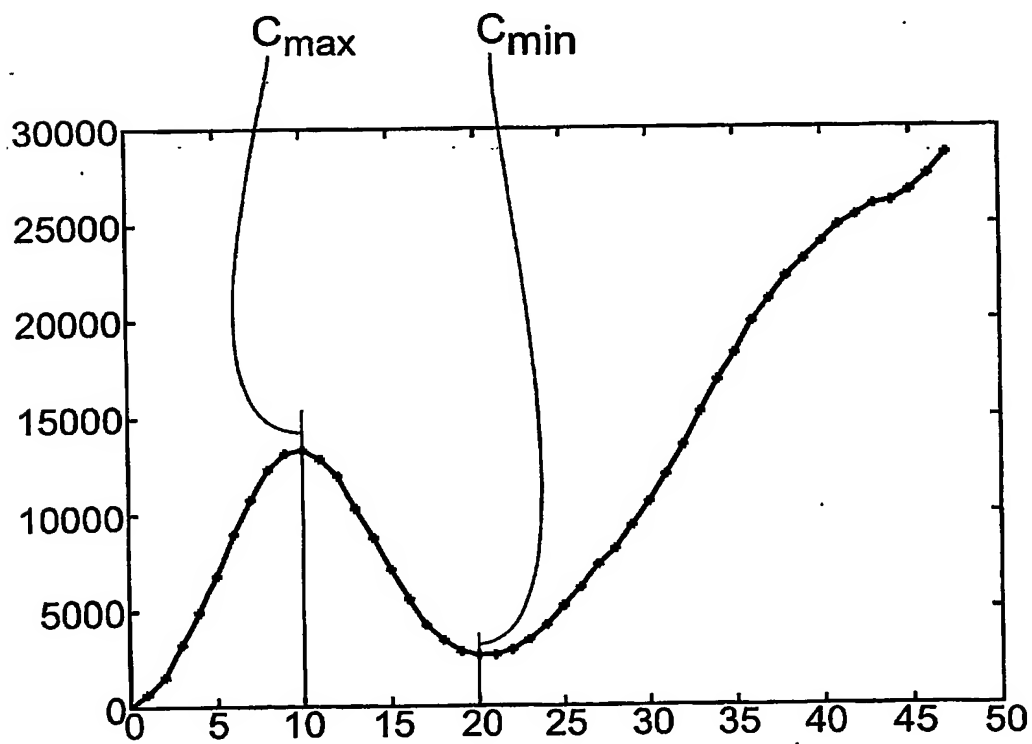


FIG.9

6/10

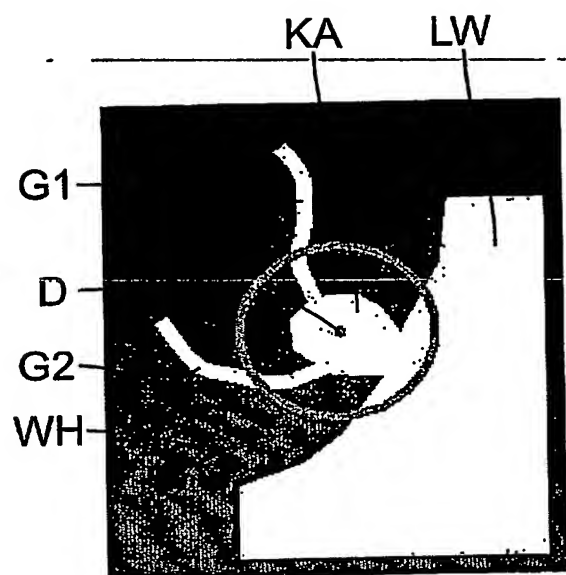


FIG. 10

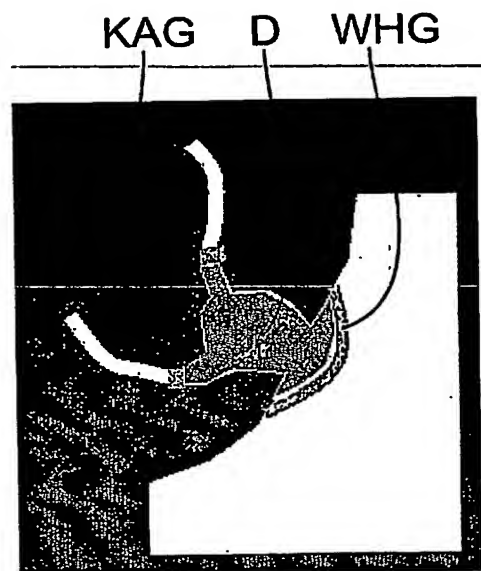


FIG. 11

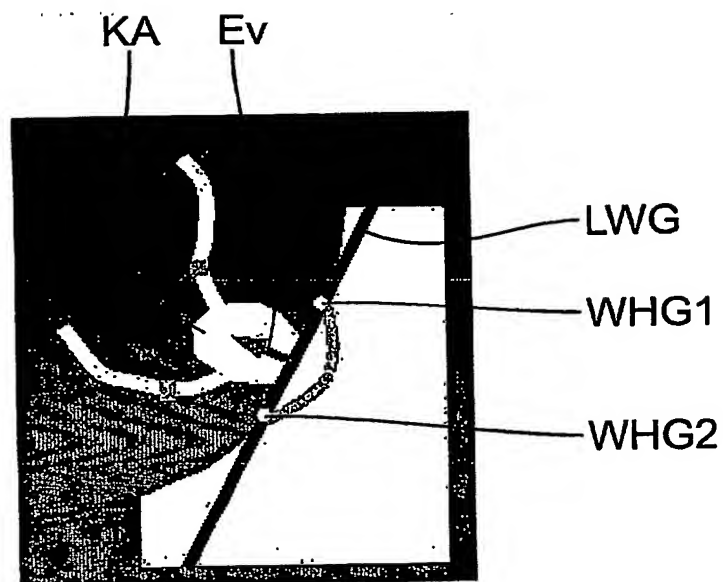


FIG. 12

7/10

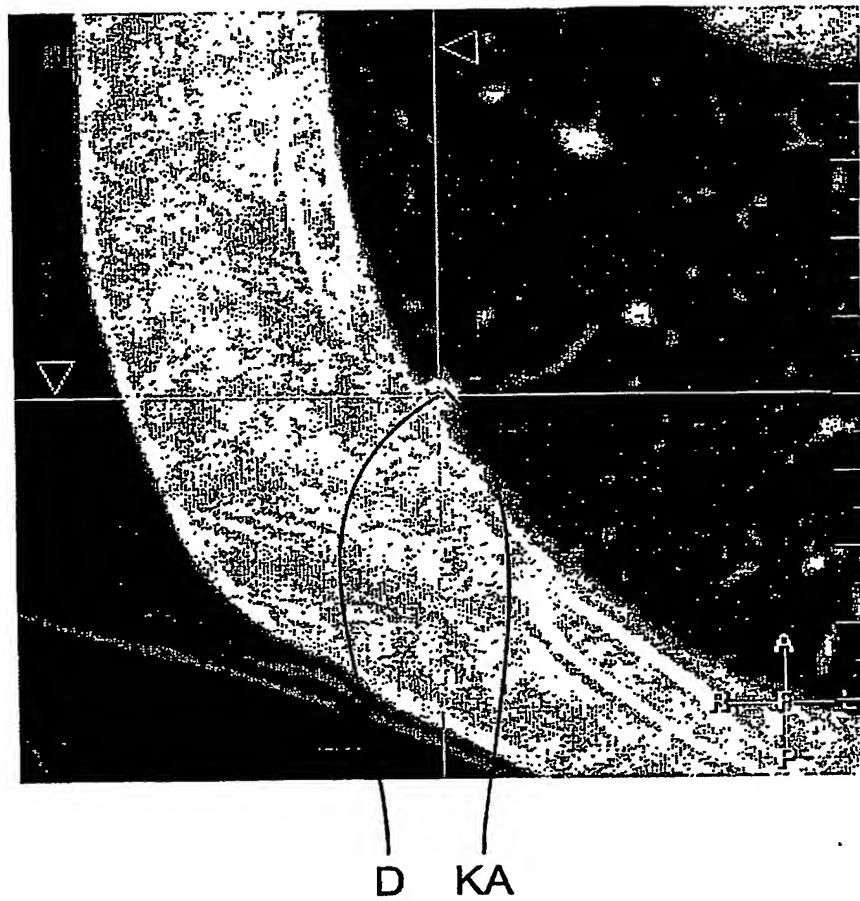


FIG.13

8/10

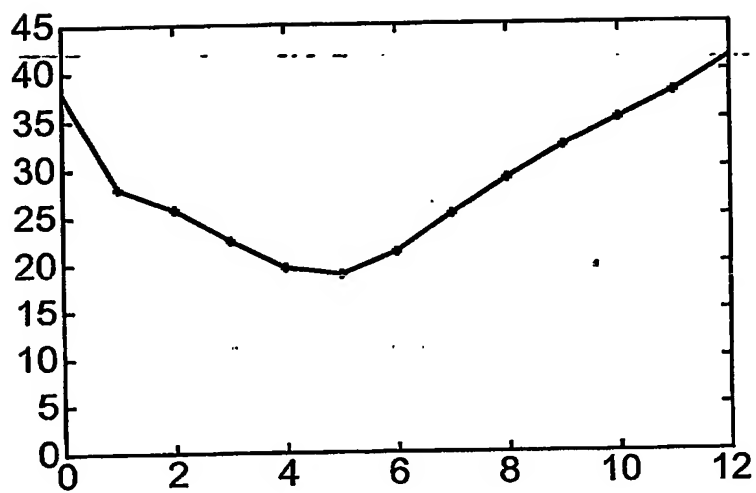


FIG.14

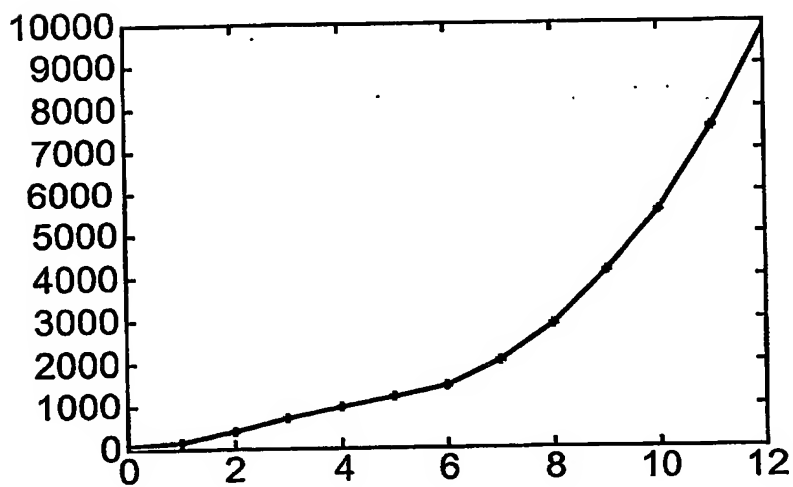


FIG.15

9/10

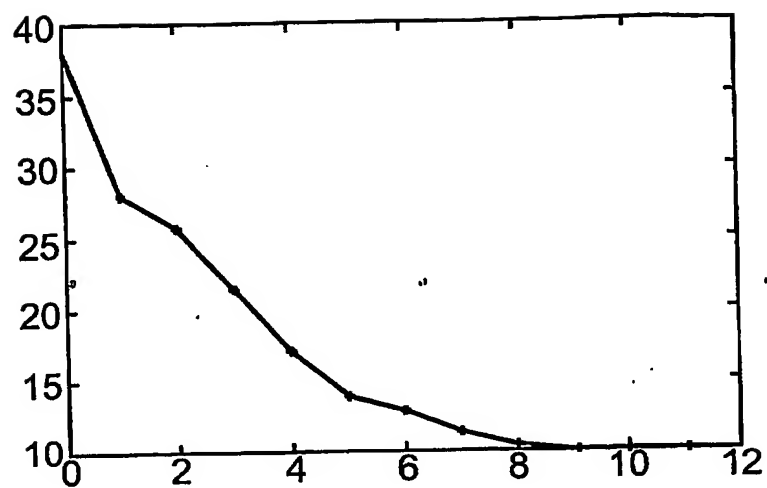


FIG.16

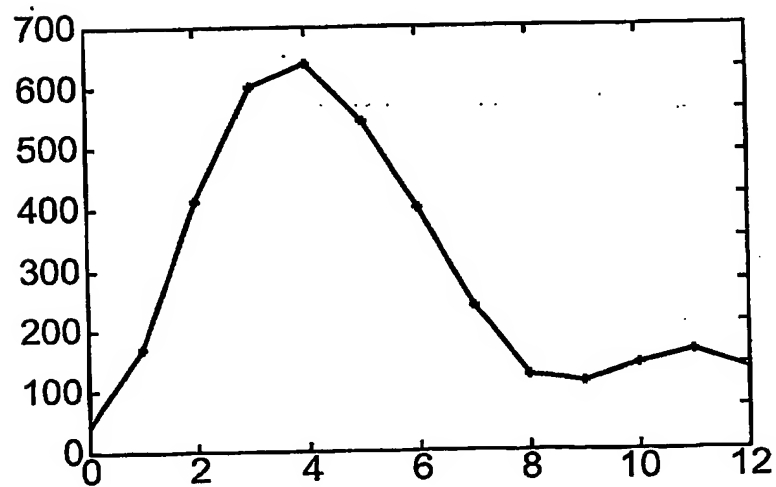


FIG.17

10/10

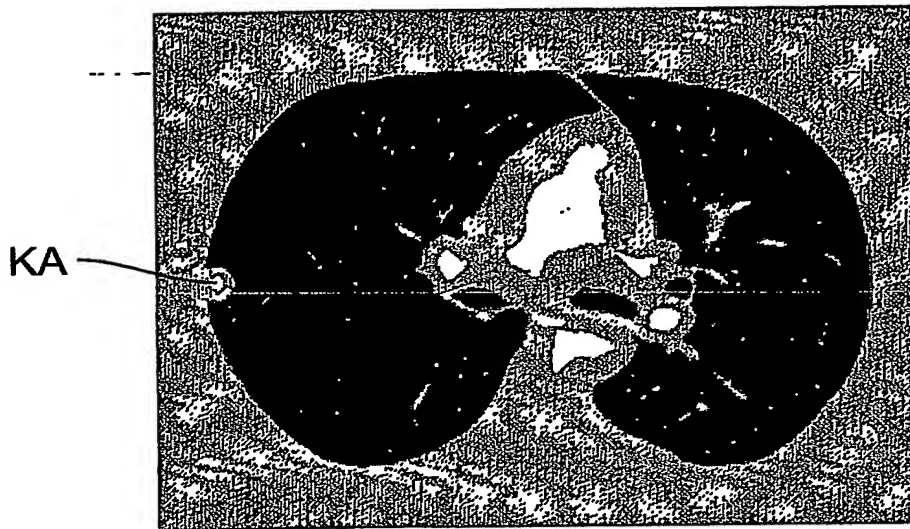


FIG. 18

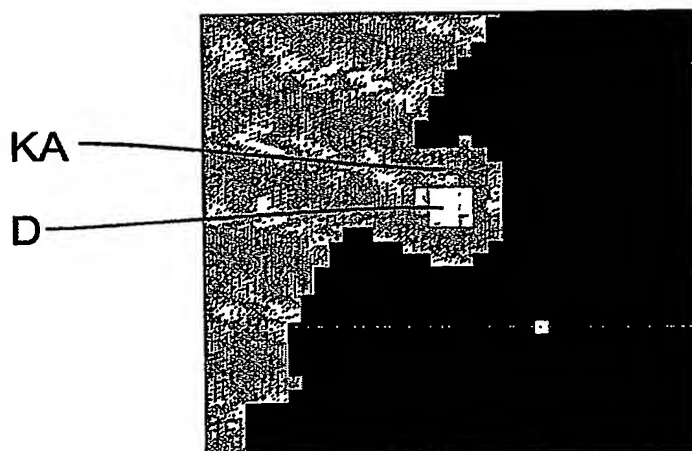


FIG. 19

PCT Application
IB0305136

